

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-035141

(43)Date of publication of application : 05.02.2002

(51)Int.Cl.

A61N 1/04
 A41D 31/00
 A41D 31/02
 A61B 5/0408
 A61B 5/0478
 A61N 1/06
 A61N 1/32
 // A41D 13/12

(21)Application number : 2000-231980

(71)Applicant : HICHI YASUTAKE
OMURA TORYO KK

(22)Date of filing : 31.07.2000

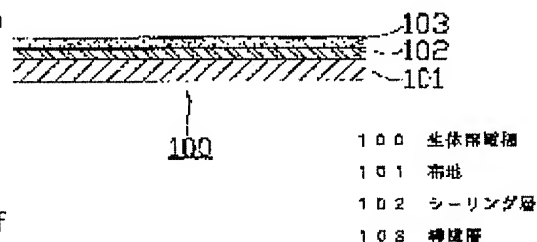
(72)Inventor : HICHI YASUTAKE
OMURA YOSHIHIKO

(54) BIO-ELECTRODE, METHOD FOR MANUFACTURING THE SAME, CLOTHING WITH BIO-ELECTRODE, ELECTROCARDIOGRAPH, LOW FREQUENCY THERAPEUTIC INSTRUMENT AND HIGH FREQUENCY THERAPEUTIC INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a bio-electrode brought into close contact with the skin corresponding to the motion of a subject or various shapes of the affected part, high in the affinity with the skin and capable of being continuously used over a long period of time, a method for manufacturing the same, clothing with the bio-electrode, an electrocardiograph, a low frequency therapeutic instrument and a high frequency therapeutic instrument.

SOLUTION: The bio-electrode 100 is constituted of cloth 101 and chitosan or a chitosan derivative and equipped with a sealing layer 102 covering the surface of the cloth and the conductive layer 103 constituted of gold and laminated to the sealing layer.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Japanese Laid-open Publication of Utility Patent 2002-35141

【0030】 The garment 201 used in the garment with biomedical electrode 200 can be anything put directly on the skin such as under wears shirts and pajamas. In the case of arranging a plurality of biomedical electrodes 202, it is preferred to use a non conductive material(s) therefore in order to prevent electrical short circuit between the electrodes 202. Such electrodes 202 are fabricated in a way such that a sealing layer is formed on a desired position of the reverse side of the garment and then conductive layers are laminated on the sealing layer similar to the first embodiment. As described in the above, the electrodes 202 can be fabricated only on the desired portion the garment 201 by spraying or applying the processing solvent and the plating solution.

【0031】 The position on which the electrodes 202 are formed can be set at any positions according to the intended use of the garment 200. For example, the electrodes 202 are fabricated on vicinity of the chest and around the wrist of the back side on the front body of the garment 200 as shown in Fig. 2. When the garment is used for low frequency massage, however, the electrodes 202 are fabricated on the shoulder and the back of the back body of the garment 201as shown in Fig. 3.

【0032】 Thus, in accordance with the garment 200, the electrodes 202 may provide a stable condition in which the electrodes 202 are closely fit on the skin of the examinee without consciousness of the electrodes 202 by the examinee and the like so that no limitation is imposed on behavior of the examinee in the event of continuously carrying out electric cardiogram measurement for a long period of time. Therefore, it becomes possible to ease the examinee's burden. Similarly, no limitation is imposed on behavior of the examinee in the event of carrying out low frequency massage.

【0033】 Adhesion between the electrodes 202 and the skin of the examinee can be improved by providing a rubber rib 10 in the circumference of the electrodes 202 and formed so as to heap up the electrodes 202 as shown in Fig. 4.

【0034】 In accordance with the present invention, the electrodes 202 are fabricated by forming the sealing layer and the sealing layer directly on a desired position of the reverse side of the garment, such electrodes may be

fixed on desired positions of the garment 201 by sewing and the like after fabricating biomedical electrodes with appropriate fabric separate from the garment 201.

【0035】 For example, a piece of Velcro (Trademark)11 is fixed to each of a desire position of the garment 201 and the attachment side of the electrodes 202, so that the electrodes 202 are made into detachable to the garment 201 as shown in Fig. 5. In this way, it becomes possible to change the position of the electrodes 202 free according to t according to the intended use, and further, those electrodes 202 can be altogether removed from the garment 200, and only the garment 201 can be chosen for wash using a general method, such as a washing machine.

【0036】 A cardiogram measurement device 300 in accordance with the third embodiment of the present invention includes an amplification and transmitter 301 by which electric signals detected with the electrodes 202 of the garment 200 are amplified and generated for amplified electric signals and a recorder 302 recording cardiograms base on the amplified electric signals as shown in Fig. 6.

【0037】 The amplification transmitter 301 is electrically connected to the electrodes 202 with leads, and such transmitter 301 comprises an amplifier, an analog/digital converter, a microcontroller, a battery and so on not illustrated on the drawings, and it can be fixed with a belt and the like (not shown) to the examinee for portability.

【0038】 The recorder 302 can be any recorder by which cardiograms are recorded based on amplified electric signals, either connected to the transmitter 301 with electric leads or communicating the electric signals over the radio. The record of the cardiograms may be recorded on a recording paper for the actual time period, or may be recorded on an appropriate recording medium such as a memory and then printing such record at once.

【0039】 The configuration of such recorder 302 is defined according to the intended use of the measurement device 300. For example, in the event of carrying out cardiogram measurement on an inpatient using the measurement device 300, the recorder 302 may be defined as a device which communicates the amplified electric signals with the transmitter 301 over the radio, and may arrange it near the bed. In the event of carrying out cardiogram measurement on a physically unimpaired using the measurement device 300, on the other hand, the recorder 302 may be

configured as a portable device so that it is electrically connected to the transmitter 301 with leads and records measurement data of cardiograms in a memory. With the portable device, an examinee carries the recorder 302 and continuously conducts measurement of cardiograms and then outputs the measurement data recorded on the memory when the examinee arrives at their home or visits a hospital.

【0040】 As described in the above, in accordance with the measurement device 300 of the present invention, It becomes possible to ease the examinee's burden because no limitation is imposed on behavior of the examinee in the event of continuously carrying out electric cardiogram measurement for a long period of time and no red flush which is caused by biomedical electrodes appears.

Fig. 2

200: Garment with biomedical electrode

201: Garment

202: Biomedical electrodes

Fig. 6

300: Cardiogram measurement device

301: Amplification transmitter

302: Recorder

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-35141

(P2002-35141A)

(43) 公開日 平成14年2月5日 (2002.2.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 N 1/04		A 6 1 N 1/04	3 B 0 1 1
A 4 1 D 31/00	5 0 1	A 4 1 D 31/00	5 0 1 Z 4 C 0 5 3
	5 0 2		5 0 2 Q
	31/02	31/02	B
A 6 1 B 5/0408		A 6 1 N 1/06	
審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2000-231980(P2000-231980)

(22) 出願日 平成12年7月31日 (2000.7.31)

(71) 出願人 500355215

日地 康武

鳥取県米子市車尾1丁目2-24

(71) 出願人 595004849

大村塗料株式会社

鳥取県鳥取市千代水三丁目87番地

(72) 発明者 日地 康武

鳥取県米子市車尾1丁目2-24

(72) 発明者 大村 善彦

鳥取県鳥取市千代水三丁目87番地 大村塗
料株式会社内

(74) 代理人 100080182

弁理士 渡辺 三彦

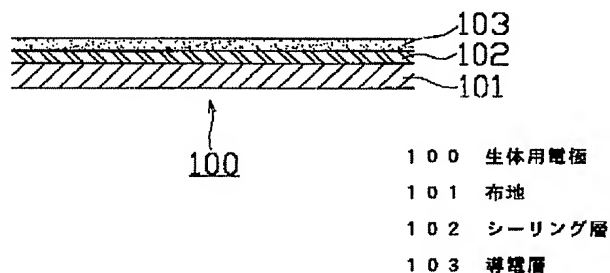
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体用電極、生体用電極の製造方法、生体用電極付き着衣、心電図測定器、低周波治療器又は高周波治療器

(57) 【要約】

【課題】 被験者の動作や患部の様々な形状に対応して皮膚に密着し且つ皮膚との親和性が高く、長期間に渡って連続使用できる生体用電極、生体用電極の製造方法、生体用電極付き着衣、心電図測定器、及び、低周波治療器又は高周波治療器を提供する。

【解決手段】 本生体用電極100は、布地101と、キトサン又はキトサン誘導体から構成され、前記布地の表面を覆うシーリング層102と、金から構成され、前記シーリング層に積層された導電層103とを具備してなる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 布地と、キトサン又はキトサン誘導体から構成され、前記布地の表面を覆うシーリング層と、前記シーリング層に積層された導電層とを具備してなるものであることを特徴とする生体用電極。

【請求項2】 前記導電層は金又は銀から構成されてなるものであることを特徴とする請求項1記載の生体用電極。

【請求項3】 布地をキトサン又はキトサン誘導体を溶解させてなる前処理液に浸漬し、又は、布地の表面に前記前処理液を塗布した後、該布地を乾燥させる前処理工程と、前処理された布地に金属めっきを施す金属めっき工程とを含んでなるものであることを特徴とする生体用電極の製造方法。

【請求項4】 前記金属めっき工程は、前処理された布地に金めっき又は銀めっきを施すものであることを特徴とする請求項3記載の生体用電極の製造方法。

【請求項5】 請求項1記載の生体用電極が、その裏面の所望の位置に形成されてなるものであることを特徴とする生体用電極付き着衣。

【請求項6】 請求項5記載の生体用電極付き着衣と、該生体用電極付き着衣の生体用電極により検出された電気信号を増幅して増幅電気信号を生成する増幅発信手段と、該増幅電気信号に基づいて心電図を記録する記録手段とを具備してなるものであることを特徴とする心電図測定器。

【請求項7】 パルス状の刺激電流を発生させる電流発生手段と、該刺激電流を前記生体用電極により生体に通電する請求項5記載の生体用電極付き着衣とを具備してなるものであることを特徴とする低周波治療器又は高周波治療器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、ヒトの皮膚になじみ易く、長期間に渡り使用できる生体用電極、生体用電極の製造方法、生体用電極付き着衣、心電図測定器、低周波治療器又は高周波治療器に関する。

【0002】

【従来の技術】現代社会においてはストレスによる突然死や過労死等が増加しており、健康に対する自己管理、特に日常の健康管理が重要であるといわれている。このような個人の健康管理の一つとして、心機能を把握する心電図を長期間に渡って連続的に記録することが行われており、該心電図を測定する装置として、「ホルター心電計」や「腕時計型携帯用心電計」等が開発され、使用されている。これらを用いて心電図を連続的に記録することにより、自律神経失調症や心筋梗塞等が発症する前の状態、また、心臓突然死の兆候等を把握することができ、予防医学においても有益であることが明らかにされている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、心電図の測定においては被験者の皮膚に電極を接触させておく必要があるが、従来の固形型金属電極では、電極による物理的な刺激による皮膚の発赤、かゆみや、接触性皮膚炎を惹き起こし、長期間に渡り皮膚に電極を接触させておくことが困難であった。

【0004】また、日常生活における被験者の動作により皮膚の形状は様々に変化するため、従来の固形型金属電極では皮膚との接触面の変化に十分に対応できず、被験者の動作により、電極と皮膚との接触面積が小さくなり、心電図の測定結果に大きな影響を与えるという問題もあった。

【0005】一方、患者の皮膚に電気的な刺激を与え、肩こり、神経痛、筋肉痛等の治療を行うものとして低周波治療器や高周波治療器が知られており、該低周波治療器等も日常において使用される機会が増えたことにより、携帯型のものが普及してきている。

【0006】しかしながら、従来の低周波治療器等においては、電気的な刺激を与える電極を、肩や腰等の患部ごとに貼り直して使用しなければならないという煩わしさがあった。また、患部の形状や患者の動作によっては該電極を皮膚に完全に密着することができなくなり、電気的な刺激を与えることが困難になるという問題もあった。

【0007】この発明は、以上のような事情や問題点に鑑みてなされたものであり、被験者の動作や患部の様々な形状に柔軟に対応して皮膚に密着し、かつ、皮膚との親和性が高く、長期間に渡って連続使用できる生体用電極、生体用電極の製造方法、生体用電極付き着衣、心電図測定器、及び、低周波治療器又は高周波治療器を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するためになされた本発明の請求項1に係る生体用電極は、布地と、キトサン又はキトサン誘導体から構成され、前記布地の表面を覆うシーリング層と、前記シーリング層に積層された導電層とを具備してなるものである。

【0009】また、本発明（請求項2）は、請求項1記載の生体用電極において、前記導電層は金又は銀から構成されてなるものである。

【0010】本発明の請求項3に係る生体用電極の製造方法は、布地をキトサン又はキトサン誘導体を溶解させてなる前処理液に浸漬し、又は、布地の表面に前記前処理液を塗布した後、該布地を乾燥させる前処理工程と、前処理された布地に金属めっきを施す金属めっき工程とを含んでなるものである。

【0011】また、本発明（請求項4）は、請求項3記載の生体用電極の製造方法において、前記金属めっき工程は、前処理された布地に金めっき又は銀めっきを施す

ものである。

【0012】本発明の請求項5に係る生体用電極付き着衣は、請求項1記載の生体用電極が、その裏面の所望の位置に形成されてなるものである。

【0013】本発明の請求項6に係る心電図測定器は、請求項5記載の生体用電極付き着衣と、該生体用電極付き着衣の生体用電極により検出された電気信号を増幅して増幅電気信号を生成する増幅発信手段と、該増幅電気信号に基づいて心電図を記録する記録手段とを具備してなるものである。

【0014】本発明の請求項7に係る低周波治療器又は高周波治療器は、パルス状の刺激電流を発生させる電流発生手段と、該刺激電流を前記生体用電極により生体に通電する請求項5記載の生体用電極付き着衣とを具備してなるものである。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について説明する。

【0016】図1は、本発明の第1実施形態に係る生体用電極100の断面の構成を示すものであり、図に示すように、本生体用電極100は、布地101と、キトサン又はキトサン誘導体から構成され、前記布地の表面を覆うシーリング層102と、金から構成され、前記シーリング層に積層された導電層103とを具備してなる。

【0017】布地101の材質は特に限定されるものではなく、肌着等に用いられる一般的なもの、例えば、木綿、絹、麻、ポリエステルやレーヨン等の化学繊維を使用することができる。また、布地101の形状も使用目的に応じて自由に裁断することができ、例えば心電図測定用として、心臓付近の胸部に接触するような適当な大きさの円形状のものとしても、手首の周囲と接触するような短冊状のものとしてもよい。さらに、布地101は、織布、不織布の別を問わず、また、伸縮性を有するゴム編み状のものであってもよい。

【0018】シーリング層102を構成するキトサンは、キチン（ β -ポリ-N-アセチル-D-グルコサミン）を濃アルカリ溶液と加熱、又はカリ融解をして脱アセチル化した生成物で、 β -ポリ-D-グルコサミンである。なお、キチンは、カニ等の節足動物の皮膚、軟体動物殻、菌類の細胞膜等の重要な成分をなす含窒素多糖でムコ多糖の一種である。また、キトサン誘導体としては、カルボキシルメチルキトサン、グリコールキトサン等を採用することができる。キトサン及びキトサン誘導体は高分子物質であるため、布地101がキトサン又はキトサン誘導体から構成されるシーリング層102に覆われることにより、その後に積層される金めっき液を布地101が吸収することを防止でき、また、シーリング層102上には、均一な導電層103が形成される。

【0019】導電層103は、前記シーリング層102上に、金が無電解めっき（化学吸着）等により積層され

たものである。導電層103の厚さは、布地101の柔軟性を失わせないような薄膜とすることが好ましい。

【0020】なお、導電層103には、金以外にも銀、白金、銅、ニッケル等の導電性材料を用いることができる。

【0021】つぎに、前記生体用電極100の製造方法について説明する。本生体用電極100の製造方法は、布地101にシーリング層102を形成するための前処理工程と、シーリング層102上に導電層103を積層する金属めっき工程とを含んでなる。

【0022】以下、各工程ごとに詳細に説明するに、前処理工程において、まず、布地101を使用目的に応じて適当な大きさに裁断し、該裁断された布地101を、キトサン又はキトサン誘導体を酢酸溶液に溶解させてなる前処理液に浸漬させる。浸漬時間は布地101の材質等により異なるが、木綿であれば数分間程度でよい。その後、布地101を前記前処理液から引き上げて、加温又は温風により布地101を乾燥させる。これにより、布地101の表面にシーリング層102が形成される。

【0023】なお、布地101を前記前処理液に浸漬させる代わりに、布地101の表面に前記前処理液を噴霧又は塗布した後、乾燥させることとしてもよい。この方法によれば、布地101の一部や所望の部分にのみキトサン等による前処理を行うことが可能となる。

【0024】また、前記前処理液は、キトサン又はキトサン誘導体を酢酸溶液に溶解させてなるものとしたが、キトサン等を溶解させる溶媒は特に酢酸溶液に限定されるものではなく、その他の希酸溶液を用いることとしてもよい。

【0025】つぎに金属めっき工程において、布地101を金めっき浴に浸漬して無電解めっきを行う。これにより、前記シーリング層102上に金からなる導電層103が積層される。なお、金めっきにより構成される導電層103の厚さは、布地101の柔軟性を損なわない程度のものとする。

【0026】このようにして得られた生体用電極100は、布地101の柔軟性により、被験部や患部の如何なる形状にも対応して密着することができ、かつ、被験者等の動作にも対応して変形することができるという利点がある。さらに、導電層102に金を用いているので、生体との親和性が極めてよく、金属アレルギー等を惹き起こすこともないという利点もある。

【0027】なお、本実施の形態における金属めっき工程では、シーリング層102上に直接金は無電解めっきして導電層103を積層するものとしたが、シーリング層102上に銅やニッケルを無電解めっきした後、その上に金を電解めっきにより積層して導電層103を形成するようにしてもよい。

【0028】また、本実施の形態における金属めっき工程では、布地101を金めっき浴に浸漬して導電層10

3を積層するものとしたが、金を含有するめっき液をシーリング層102上に噴霧し、又は塗布すること等により導電層103を形成するようにしてもよい。噴霧や塗布等の方法を採用すれば、布地101の一部や所望の部分にのみ生体用電極100を形成することも可能となる。

【0029】つぎに、本発明の第2実施形態について説明する。本発明の第2実施形態に係る生体用電極付き着衣200は、肌着等の着衣201の所望の位置に、第1実施形態と同様の生体用電極202を形成してなるものである。

【0030】本生体用電極付き着衣200に用いる着衣201は、肌着、シャツ、パジャマ等、直接皮膚に接触する類のものであれば何でもよいが、生体用電極202を複数配設する場合には、該生体用電極202間で短絡が生ずることを防止するために導電性のない素材のものが好適である。また、生体用電極202は、第1実施形態と同様に、着衣201の裏面の所望の位置にシーリング層を形成し、該シーリング層上に導電層を積層することにより形成される。上述したように、前処理液及びめ

【0031】該生体用電極202を形成する位置は、生体用電極付き着衣200の使用目的に応じて自由に設定することができる。例えば、心電図測定用に用いる場合には、図2に示すように、着衣201の前身ごろ裏面の胸部近辺及び手首周囲に生体用電極202を形成する。一方、低周波治療に用いる場合には、図3に示すように、着衣201の後身ごろ裏面の肩部及び腰部に生体用電極202を形成する。

【0032】このように、本生体用電極付き着衣200によれば、心電図の被験者等に生体用電極を意識させることなく、生体用電極202が被験者の皮膚に密着した状態を安定的に保持することができるので、心電図の測定を長期に渡り連続的に行う場合において、被験者の動作が制限されることがなく、被験者の負担を軽減することができる。また、低周波治療時においても同様に、患者の動作が制限されることがない。

【0033】なお、図4に示すように、前記生体用電極202の周囲にゴム編み部10を設けて、生体用電極202を盛り上げるような形状とすれば、生体用電極202と被験者等の皮膚との密着性を向上させることができる。

【0034】また、本実施の形態に係る生体用電極付き着衣200では、着衣201の裏面に直接シーリング層及び導電層を積層して生体用電極202を形成するものとしたが、着衣201とは別個に、適当な布地を用いて生体用電極を製造した後、該生体用電極を着衣201の所望の位置に縫製等により固定するものとしてもよい。

【0035】例えば、図5に示すように、着衣201の所望の位置と生体用電極202の貼り付け面側との各々にマジックテープ（登録商標）11を固定して、生体用電極202を着衣201に対して着脱自在なものとする。これによれば、使用目的に応じて生体用電極202の位置を自在に変更でき、さらに、生体用電極付き着衣200から生体用電極202をすべて取り外して、着衣201のみを一般的な方法、例えば洗濯機を用いて洗濯することができる。

【0036】第3実施形態に係る心電図測定器300は、図6に示すように、前記生体用電極付き着衣200と、該生体用電極付き着衣200の生体用電極202により検出された電気信号を増幅して増幅電気信号を生成する増幅発信器301と、該増幅電気信号に基づいて心電図を記録する記録器302とを具備してなるものである。

【0037】前記増幅発信器301は、前記生体用電極202と導線等により電気的に接続されており、図には示していないが、該増幅発信器301は、増幅器、アナログ／デジタル変換器、マイクロコントローラ、バッテリー等から構成され、ベルト等（図示せず）により被験者に固定されて携帯できるものである。

【0038】前記記録器302は、増幅電気信号に基づいて心電図を記録するものであれば、増幅発信器301と導線等により電気的に接続されたものであっても、無線で前記増幅電気信号を送受信するものであってもよい。また、心電図の記録は、実時間で記録紙に記録するものであっても、メモリ等の適当な記録媒体に心電図のデータを記録して、後に一括してプリントするようなものであってもよい。

【0039】このような記録器302の形態は、本心電図測定器300の使用形態に応じて適宜設定するものとし、例えば、本心電図測定器300により入院患者の心電図測定を行う場合であれば、前記記録器302は、増幅発信器301と無線で増幅電気信号を送受信し、心電図を実時間で記録紙に記録する形態のものとして、被験者の病床の近傍に設置すればよい。一方、本心電図測定器300により健常者の心電図測定を行う場合であれば、前記記録器302は、増幅発信器301と導線等により電気的に接続され、心電図の測定データをメモリに格納するような小型のものとして、該記録器302を被験者が携帯して連続的に心電図を測定し、被験者が帰宅した時や通院した時等に該メモリに記録された測定データを出力するものとするればよい。

【0040】このように、本心電図測定器300によれば、長期に渡って連続して心電図を測定する場合において、被験者の行動等が制限されることがなく、また、生体用電極による皮膚の発赤等が生じることもないので、被験者の負担を軽減することができる。

【0041】第4実施形態に係る低周波治療器400

は、図7に示すように、パルス状の刺激電流を発生させる電流発生器401と、該刺激電流を生体用電極202により生体に通電する生体用電極付き着衣200とを具備してなり、電流発生器401と生体用電極202は導線等により電氣的に接続されている。

【0042】これにより、患者は前記生体用電極付き着衣200を着れば、肩部や腰部等の所要の位置に生体用電極202が配置され、患者の皮膚と接触することとなる。したがって、本低周波治療器400によれば、治療を行う患部ごとに生体用電極を貼りかえる必要がなく、また、治療中においても患者の動作が制限されることがないという利点がある。

【0043】なお、本実施の形態に係る低周波治療器400の電流発生器401は、低周波パルス状の刺激電流を発生するものであるが、これを高周波パルス状の刺激電流を発生させる電流発生器とすれば、高周波治療器とすることができ、本実施の形態と同様の効果を得ることができる。また、電流発生器401を、パルス状の刺激電流の周波数が可変であって、該周波数を外部から制御可能なものとすれば、所望の周波数の刺激電流を生体に通電させる治療器とすることもできる。また、電流発生

*器401に、前記生体電極202に位置に応じて、例えば肩部、腰部ごとに刺激電流の通電を制御するスイッチ等を設ければ、患部別に通電量等を変化させて必要な治療を行うことができるようになる。

【0044】

【実施例】以下、本発明に係る生体用電極の実施例について説明する。

【0045】まず、1%酢酸溶液にキトサン（フナコシ、分子量80万、脱アセチル化度100%）を1w/v%溶解させて前処理液を調製した。該前処理液に100mm×200mmの布地（倉吉グンゼ、ME514-29CMBLF）を3分間浸漬した後引き上げて、60℃で2時間強制乾燥した。

【0046】つぎに、前記布地を塩化パラジウム溶液（PdCl₂：0.25g、塩酸5ml/l）に3分間浸漬した後水洗し、0.5%ジメチルアミンボラン溶液で還元した。

【0047】その後、表1に示す成分の無電解銅めっき浴にて銅めっきを30分間行ったものを実施例1とした。

【表1】

成分	濃度
硫酸銅	10 g/l
ホルマリン（37%）	20 ml/l
水酸化ナトリウム	10 g/l
EDTA	25 g/l
2,2'-ビピリジル	10 mg/l
pH12.5, 液温：60℃, エアー攪拌	

【0048】一方、前記無電解銅めっきを行った後、表2に示す成分の無電解ニッケルめっき浴にてニッケルめっきを5分間行い、さらに、室温の5%硫酸に1分間浸漬して活性化した後、電気金めっき浴（奥野製薬工業、※

※セルフゴールドOTK）を用いて、40℃、3分間、0.2Aで金めっきを行ったものを実施例2とした。

【表2】

成分	濃度
硫酸ニッケル	20 g/l
次亜リン酸ナトリウム	15 g/l
クエン酸	5 g/l
酢酸ナトリウム	3 g/l
グリシン	2 g/l
乳酸	3 g/l
チオ尿素	5 ppm
硝酸鉛	3 ppm
pH6.0, 液温：55～60℃	

【0049】前記実施例1に係る生体用電極を用いて、時定数1.5秒、周波数帯域幅0.5～200Hzの測定条件で、1000倍増幅のDCアンプを用いて心電図の測定を行った。電極位置は、布地幅5cmのものを両手の手首に巻きつけ、第一誘導法により記録した。電極抵抗は15kΩ以下であった。記録された心電図波型は、P波を伴ったQRS波型で、T波も判別され、R棘の大きさは約0.1mVに達した。

【0050】一方、前記実施例2に係る生体用電極を用いて、電極位置は左右の第4肋骨間に5cm四方の電極

をおいて、胸部誘導法により、心電図の測定を行った。測定条件は、前記実施例1と同様とした。その結果、実施例1より鮮明な心電図波型を記録することができた。すなわち、P波を伴い、QRS波のR棘は0.2mVと大きく、T波は0.1mVであった。

【0051】

【発明の効果】請求項1記載の生体用電極は、布地と、キトサン又はキトサン誘導体から構成され、前記布地の表面を覆うシーリング層と、前記シーリング層に積層された導電層とを具備してなるものとしたので、被験部や

患部の如何なる形状にも柔軟に対応して皮膚と密着することができる、かつ、被験者等の動作にも対応して変形することもできる。これにより、心電図測定における生体の微弱電流の検出や、低周波治療における刺激電流の通電を安定して確実に行うことができるという利点がある。

【0052】請求項2記載の生体用電極は、請求項1記載の生体用電極において、前記導電層は金又は銀から構成されてなるものとしたので、生体用電極と生体との親和性が極めてよく、被験者や患者が金属アレルギー等を惹き起こすことがないという利点がある。

【0053】請求項3記載の生体用電極の製造方法は、布地をキトサン又はキトサン誘導体を溶解させてなる前処理液に浸漬し、又は、布地の表面に前記前処理液を塗布した後、該布地を乾燥させる前処理工程と、前処理された布地に金属めっきを施す金属めっき工程とを含んでなるものとしたので、被験部や患部の如何なる形状にも柔軟に対応して密着することができる、かつ、被験者等の動作にも対応して変形する生体用電極を簡便に製造することができる。

【0054】請求項4記載の生体用電極の製造方法は、請求項3記載の生体用電極の製造方法において、前記金属めっき工程は、前処理された布地に金めっき又は銀めっきを施すものとしたので、生体との親和性が極めてよい生体用電極を簡便に製造することができる。

【0055】請求項5記載の生体用電極付き着衣は、請求項1記載の生体用電極が、その裏面の所望の位置に形成されてなるものとしたので、心電図の被験者等に生体用電極を意識させることなく、生体用電極を被験者の皮膚に密着した状態を安定的に保持することができる。これにより、心電図の測定を長期に渡り連続的に行う場合において、被験者の動作が制限されることがないため、被験者の負担を軽減することができ、また、低周波治療時においても同様に、患者の動作が制限されることがない。

【0056】請求項6記載の心電図測定器は、請求項5記載の生体用電極付き着衣と、該生体用電極付き着衣の生体用電極により検出された電気信号を増幅して増幅電気信号を生成する増幅発信手段と、該増幅電気信号に基づいて心電図を記録する記録手段とを具備してなるものとしたので、長期に渡って連続して心電図を測定する場合において、生体用電極を被験部の形状や被験者の動きに柔軟に対応して密着させることができる。これによ

り、心電図測定中においても被験者の行動が制限されることがなく、また、電極による皮膚の発赤等が生じることもないので、被験者の負担を軽減することができるという利点がある。

【0057】請求項7記載の低周波治療器又は高周波治療器は、パルス状の刺激電流を発生させる電流発生手段と、該刺激電流を前記生体用電極により生体に通電する請求項5記載の生体用電極付き着衣とを具備してなるものとしたので、生体用電極を患部の形状や患者の動きに柔軟に対応して密着させることができる。これにより、治療中においても患者の動作が制限されることがないという利点がある。また、予め所望の位置に複数の電極を形成することができるので、治療を行う患部ごとに電極を貼りかえる必要がないという利点もある。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施形態に係る生体用電極100の断面構造を示す模式図である。

【図2】第2実施形態に係る生体用電極付き着衣200の一例を示す模式図である。

【図3】第2実施形態に係る生体用電極付き着衣200の一例を示す模式図である。

【図4】生体用電極202の周囲にゴム編み部10を設けた場合の断面構造を示す模式図である。

【図5】着衣201と生体用電極202とをマジックテープ11により着脱自在に貼り合わせたものの断面構造を示す模式図である。

【図6】第3実施形態に係る心電図測定器300の構成を示す模式図である。

【図7】第4実施形態に係る低周波治療器400の構成を示す模式図である。

【符号の説明】

100、202 生体用電極

101 布地

102 シーリング層

103 導電層

200 生体用電極付き着衣

201 着衣

300 心電図測定器

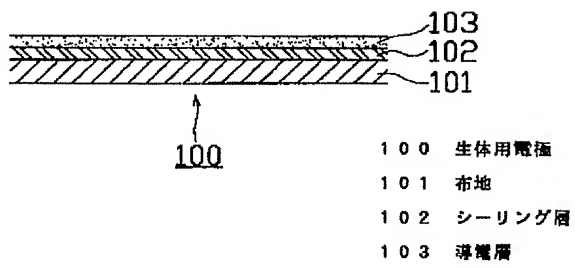
301 増幅発信器

302 記録器

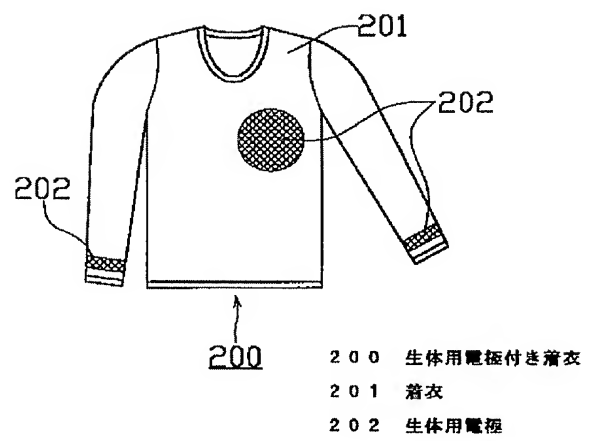
400 低周波治療器

401 電流発生器

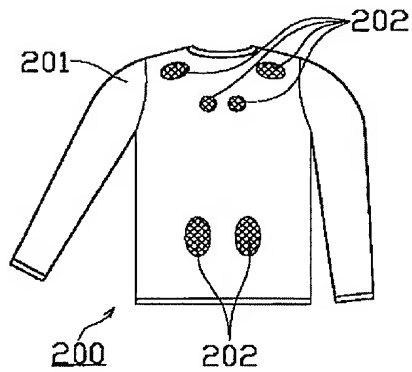
【図1】



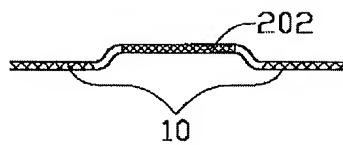
【図2】



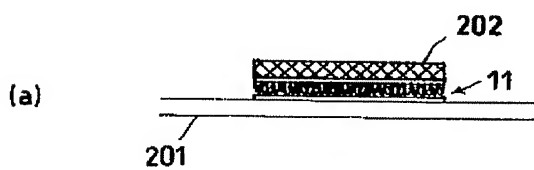
【図3】



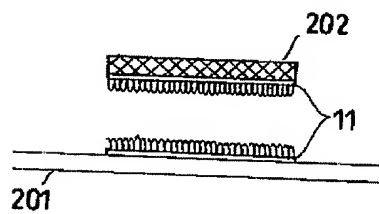
【図4】



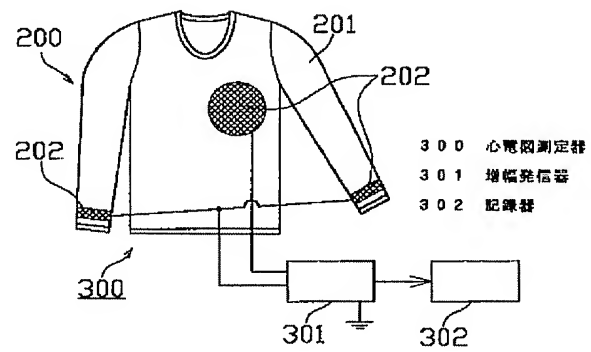
【図5】



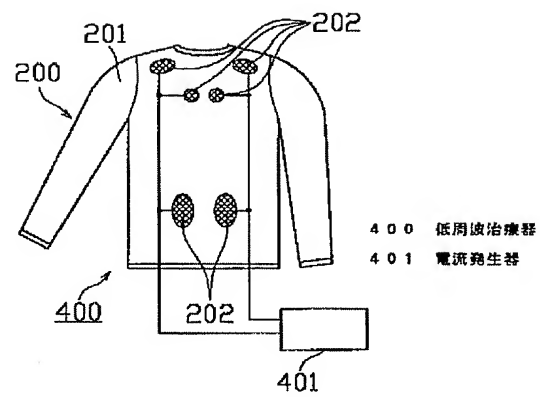
(b)



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B	5/0478	A 6 1 N	1/32
A 6 1 N	1/06	A 4 1 D	13/12
	1/32	A 6 1 B	5/04
// A 4 1 D	13/12		3 0 0 M

F ターム (参考) 3B011 AB09
 4C053 BB02 BB23 BB36 DD08 JJ04
 JJ11 JJ21